

㊦ 公開特許公報(A)

昭64-35898

㊦ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

㊦ 公開 昭和64年(1989)2月6日

H 05 H 5/00  
H 01 J 27/00

8805-2G  
7013-5C

審査請求 未請求 発明の数 5 (全11頁)

㊦ 発明の名称 静電イオン加速器

㊦ 特 願 昭62-247749

㊦ 出 願 昭62(1987)9月30日

優先権主張 ㊦ 1987年7月20日㊦ 米国(U.S.) 72883

㊦ 発 明 者 ロバート・エドワード・クリンコスタイン アメリカ合衆国マサチューセッツ州01890, ウィンチエスター, レッド・コーチ・レーン 7  
㊦ 発 明 者 ルス・シーファア アメリカ合衆国マサチューセッツ州02168, ニュートン, ビースオープン・アベニュー 218  
㊦ 出 願 人 サイエンス・リサーチ・ラボラトリー・インコーポレーテッド アメリカ合衆国マサチューセッツ州02143, サマーヴィル, ウォード・ストリート 15  
㊦ 代 理 人 弁理士 湯浅 恭三 外4名

明 細 書

1. [ 発明の名称 ]

静電イオン加速器

2. [ 特許請求の範囲 ]

(1) 約0.2ミリアンペアの最少イオン電流を発生させるのに適した負イオン源、

高電圧電子、

該電子内に配置されたストリップングセル、

該イオン源と該ストリップングセルの間に接続された第1の加速カラム、

該ストリップングセルとターゲットの間に接続された第2の加速カラム、

前記第1及び第2加速カラムに接続された高真空を保持させるための装置、及び

前記イオン源及び前記電子に接続された、該電子に少くとも1MVの正電位を与えるためのソリッドスタート電源装置、

よりなる静電イオン加速器。

(2) 前記ソリッドスタート電源装置が前記第1の加速カラムと同軸であり、該加速カラムの最大電

圧勾配に本質的に整合する電圧勾配を有する特許請求の範囲の第1項に記載の加速器。

(3) 前記ソリッドスタート電源装置がカスケード整流器電源である特許請求の範囲の第2項に記載の加速器。

(4) 前記ソリッドスタート電源装置がカスケード整流器電源である特許請求の範囲の第1項に記載の加速器。

(5) 前記ソリッドスタート電源が約1.1乃至2MVの正電位を供給する特許請求の範囲の第1項に記載の加速器。

(6) 前記ストリップングセルが無電界の電気封入セルである特許請求の範囲の第1項に記載の加速器。

(7) 前記ストリップングセルが水蒸気ジェットストリッパである特許請求の範囲の第1項に記載の加速器。

(8) 本質的に地電位に維持されるターゲットに加速イオンで衝撃を与えることによって医療的に有効な放射性同位元素を生成させる装置において、

約0.2ミリアンペアの最少イオン電流を発生させるのに適した負イオン源、

高電圧端子、

該端子内に配置されたストリッピングセル、

該イオン源と該ストリッピングセルの間に接続された第1の加速カラム、

該ストリッピングセルと該ターゲットの間に接続された第2の加速カラム、

前記第1及び前記第2の加速カラムに接続された、高真空を保持させるための装置、及び

前記イオン源及び前記端子に接続された、該端子に2MV未満の正電位を供給する装置よりなる装置。

09) 前記放射性同位元素が酸素-15であり、前記ターゲットが窒素含有物質である特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記放射性同位元素が炭素-11であり、前記ターゲットがホウ素含有物質である特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記放射性同位元素が窒素-13であり、前記

(3)

の装置。

09) 前記ターゲットが固体ターゲットである特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 好適な物質よりなり、基準電位に保持されるターゲットに加速イオンで衝撃を与えることによって医療的に有効な放射性同位元素を生成させる方法において、

イオンビーム源から約0.2ミリアンペアの最少イオン電流を有するイオンビームを発生させ、

イオンビームをイオン源からターゲットまで加速させ、ターゲットにおける最終ビームエネルギーが、約2.2乃至4MVの範囲にある；

工程よりなる方法。

09) 前記加速工程が、前記イオンビームを第1の加速カラム内を加速させ、第1の加速カラム両端の電圧低下が約1.1乃至2MVの範囲にあり、該イオンビームの極性を逆転させ、極性の逆転した該イオンビームを第2の加速カラム内をターゲットまで加速させ、第2のカラム両端の電圧低下が第1のカラム両端の電圧低下と本質的に同一であ

(5)

記ターゲットが炭素含有物質である特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記放射性同位元素がフッ素-18であり、前記ターゲットがネオン含有物質である特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記正電位を供給する装置が前記イオン源及び前記端子に電気的に接続されたカスケード整流器電源を含み、該電源が複数の電圧倍率器ステージよりなる特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記カスケード整流器電源が前記第1の加速カラムと同軸であり、該電源の電圧勾配が第1の加速カラムの最大電圧勾配に本質的に等しい特許請求の範囲の第13項に記載の装置。

09) 前記ストリッピングセルが無電界の気体封入セルである特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記ストリッピングセルが水蒸気ジェットストリッパである特許請求の範囲の第8項に記載の装置。

09) 前記正電位を供給する装置が約1.1乃至2MVの電位を供給する特許請求の範囲の第8項に記載

(4)

る工程を含む特許請求の範囲の第19項に記載の方法。

09) 前記イオンビーム源が負イオンビーム源であり、前記極性逆転工程がストリッピングセル内で加速された負イオンから電子を奪って正イオンビーム出力を発生させ、該正イオンビームをターゲットまで加速させる工程を含む特許請求の範囲の第20項に記載の方法。

09) 前記放射性同位元素が酸素-15であり、前記ターゲットが窒素含有物質である特許請求の範囲の第19項に記載の方法。

09) 前記放射性同位元素が炭素-11であり、前記ターゲットがホウ素含有物質である特許請求の範囲の第19項に記載の方法。

09) 前記放射性同位元素が窒素-13であり、前記ターゲットが炭素含有物質である特許請求の範囲の第19項に記載の方法。

09) 前記放射性同位元素がフッ素-18であり、前記ターゲットがネオン含有物質である特許請求の範囲の第19項に記載の方法。

(6)

図 本質的に電位に保持されたターゲットに加速イオンで衝撃を与えることによって医療的に有効な放射性同位元素を発生させる方法において、

約 0.2 ミリアンペアの最少イオン電流を有する負イオンビームを発生させ；

該イオンビームを第 1 の加速カラム内で加速させ、第 1 の加速カラム両端の電圧低下が 2 MV 未満であり；

ストリッピングセル内で、加速された負イオンから電子を奪って正イオンビーム出力を発生させる；

該正イオンビームを第 2 の加速カラムの中をターゲットまで加速させ、第 2 のカラム両端の電圧低下は第 1 のカラム両端の電圧低下と本質的に同一であり、ターゲットにおけるビーム電流が最低約 0.2 ミリアンペアである；

工程よりなる方法。

⑦ 少くとも 1 ミリアンペアのイオン電流を発生させるイオン源、

高電圧端子、

(7)

(発明の背景)

内部身体諸器官又は該器官の断面を調べる多くの非侵入法が種々の病気を診断するのに好まれるようになった。これらの方法の 1 つを陽電子放射断層 X 線撮影法 (PET) 又は陽電子放射断層断層 X 線撮影法 (PET) と云う。この内部身体断層像を発生させる方法では、患者が陽電子を放射する放射性同位元素が含まれた天然の生化学物質 (たとえば、ガス、グルコース、又は脂肪酸) を投与された後、組織から放射されるガンマ線をひと続きのセンサーが検知する。コンピュータは (陽電子及び電子の衝突から生じる) ガンマ線の径路を計算し、データを解析して断層 X 線写真像を生じさせる。得られた断層 X 線写真は組織内の同位元素含有物質の局部濃度を表わす。同位元素含有物質の適当な選択によって、脳の機能、局部血流、血液量及び他の代謝機構を研究することができる。

短寿命の放射性同位元素は静脈注射により又は患者に少量の放射性同位元素を含むガスを吸入さ

(9)

該高電圧端子内に配置されたストリッピングセル、

リチウムターゲット、

該イオン源と該ストリッピングセルの間に接続された第 1 の加速カラム、

該ストリッピングセルとターゲットの間に接続された第 2 の加速カラム、

第 1 及び第 2 の加速カラムに接続された、高真空を維持する装置、及び

該イオン源及び該高電圧端子に電気的に接続された、該端子に少くとも 2.5 MV の正の高電圧電位を供給するソリッドステート電源、

よりなる腫瘍の医学的治療用の熱外中性子を発生させる方法。

3. [ 発明の詳細な説明 ]

( 発明の分野 )

本発明はイオン加速器、特に陽電子放射断層 X 線撮影法のような用途に有用な医療的に有効な量の医学用同位元素を発生させるのに有用なイオン加速器に関する。

(8)

せることにより投与される。そのようなガス又は注射液中に含まれることが多い同位元素は、炭素-11、酸素-13、酸素-15、及びフッ素-18 である。現在の PET 装置においては、これらの放射性元素は、それぞれ酸素、炭素、酸素、及びネオンターゲットから、粒子加速器より得られた高エネルギー (約 6-15 MV) の陽子又は重陽子で該ターゲットに衝撃を与えることにより得られる。

通常、同位元素発生粒子を生成するのに用いられる加速器はサイクロトロン加速器である。しかしながら、サイクロトロン加速器は著しい欠点を有している。同位元素の短かい半減期 (酸素-15 の場合の約 2 分乃至フッ素-18 の場合の 110 分の範囲) のために、加速器は物理的に医療センター内の PET 走査装置から近接した距離内に置かなければならない。現在、医療環境で用いるのに適するサイクロトロン加速器は高価 (1-2 百万ドルの程度) であり、大型で重く (1.5 乃至 2.0 トン)、該装置を操作し、保守するのに訓練され

(10)

た職員が必要である。

さらに、サイクロトロン加速器によってつくり出された高エネルギーイオンは、通常、同位元素を得るためにガスタージットに衝撃を与えるのに用いられる。ガスタージットは金属筒の窓によって高真空の加速器から隔離しなければならない。イオンビームは高エネルギーを有するので、窓は急速に破壊され、従って保守の費用が増大し窓を取り換えるために装置を分解しなければならない。高度に訓練されたオペレーターが必要となる。

これらの欠点は同位元素放射断層X線撮影法の利用を、通常のサイクロトロン加速器設備を維持するのに十分なスペース、職員、及び資金をもっている大きな研究病院に限定している。

タンデム型ファンデグラフ加速器のようなより小型で、低価格、低エネルギーの加速器も現われているけれども、これまでのところ、臨床的に有効な量の医療用同位元素を発生させるのにこのような低エネルギー加速器を使用することは不可能と考えられており、該加速器はそのような同位

(11)

素を用いて操作させることができ、従って金属筒の窓を必要としないイオン加速器を提供することである。

本発明の他の目的は、通常のサイクロトロン加速器よりも保守管理費の少ないイオン加速器を提供することである。

(発明の要約)

高電流(0.2乃至少なくとも2ミリアンペア)、低エネルギー(2.2乃至4MV)のイオンビームで適当な物質のターゲットに衝撃を与えることによって臨床の有効量の医療用同位元素を生成させる本発明の方法及び装置によって、前述の問題は解決され、前記の目的は達成される。本発明の1つの例示の実施態様において、ソリッドステート電源により発生される電位によって負荷電のイオンが加速される。加速されたイオンはストリッピングセルを通過し、そこで正イオンに転化される。次に該正イオンは接地又は他の基準電位に保持されたターゲットまで再び加速される。加速器は適当に選ばれたイオン源を用いて約200マイタ

(12)

元素を生成するだけのイオン電流を有するイオンビームを発生させることができなかった。

従って、本発明の目的は臨床的に有効な量のP及び同位元素のような医療用同位元素を生成させるだけの低エネルギー領域のイオン電流を発生させることができるイオン加速器を提供することである。

本発明の他の目的は、通常の低エネルギー加速器よりも高電流を出すことができるイオン加速器を提供することである。

本発明の別の目的は、既存のサイクロトロン加速器よりも小型で軽量のイオン加速器を提供することである。

本発明のその他の目的は、通常のサイクロトロン加速器よりも費用のかからないイオン加速器を提供することである。

本発明のさらに他の目的は、中程度に訓練された1人の技術者によって容易に操作することができるイオン加速器を提供することである。

本発明のさらに別の目的は、固体ターゲットを

(13)

ロアンペアの最小送り出しビーム電流をもつ最高4MVの重陽子又は陽子ビームを生成させることができる。加速器は用途に応じて最高約20mAの電流を送り出すことができる。

ここで用いる「ソリッドステート電源」という用語はダイオードや他の整流器、トランジスタ、抵抗器、コンデンサ等のような離散的及び/又は統合的電子部品で、少なくともその中のいくつかはソリッドステート素子である電子部品を用いる電源を意味するものとする。ソリッドステート電源はファンデグラフ電源のような電気機械式電源と区別しなければならない。好適な実施態様においては、ソリッドステート電源は、高真空の加速カラム内で(高電流の負イオン源によって生成した)負荷電イオンを加速させるために高周波励振回路によって駆動される複数の電圧倍率ステージを用いるカスケード整流器高圧電源である。電源は好適には加速カラムと同軸であり、加速器の最大電圧勾配に本質的に整合する電圧勾配をもつように設計される。加速イオンは殆ど無窓を

(14)

通って高電圧端子内に配置されるストリップングセル中に射出される。ストリップングセルは無電界領域よりなり、そこで各イオンから2つの電子が除かれて、負イオンが正荷電イオンに転化し、該正荷電イオンはさらに第2の高真空加速カラムを通過して大地電位のターゲットまで加速される。ストリップングセルは水蒸気ジェット又はガスをストリップングセルを含む真空室よりなることができる。高電圧端子内の水蒸気のクワイオピンングにより又は差圧排気によって加速カラム内は高真空が保たれる。

単純な設計のために、本発明の静電加速器は通常の医療用サイクロトロン装置の場合に必要な加速器よりも操作が簡単で、信頼度が高く、資本投下も少なくて済む。従って、このような加速器は診断器具としてのP E Tの広く受け入れられる支持に對する大きな障害を排除して、この技術の可成り広範囲の市場を開拓するであろう。

本発明の加速器は2.2乃至4 M Vのエネルギーで最高少くとも2ミリアンペアのイオンビーム電

(15)

多数の半寿命の放射性同位元素がある。これらの放射性同位元素は通常加速重陽子でターゲットに衝撃を与えることによってつくり出される。これらの放射性同位元素の中のいくつかの関連性のある性質を下記の第1表にまとめてある。

第 1 表

同位元素	反 応	しきい エネルギー (MeV)	X-断面 のエネルギー ギ一 (MeV)	半減期 (分)
炭素-11	$^{10}\text{B}(\text{d}, \text{n})^{11}\text{C}$	0	2.3	20.4
酸素-13	$^{12}\text{O}(\text{d}, \text{n})^{13}\text{O}$	0.3	2.3	9.98
酸素-15	$^{14}\text{N}(\text{d}, \text{n})^{15}\text{O}$	0	2.5	20.4
フッ素-18	$^{20}\text{Ne}(\text{d}, \text{a})^{18}\text{F}$	0	-	110

例示した反応は比較的単純であり；たとえば、酸素-15の生成の場合には、酸素-14が重陽子により衝撃を受けて酸素-15となる中性子を放出する。典型的には、炭素-11はホウ素-10を含むようなホウ素含有物質から構成されるターゲットに衝撃を与えることによって得られるであ

(17)

麗を送り出すことができる。これは後に考察するようニソリッドステート電源の高電流可能出力を含む多くの因子による。従って、これらの因子はタンデム型ファンデグラフのような他の通常のタンデム型構造に比して、加速器の作動範囲を著しく増大させる。ファンデグラフ電源は典型的に、P E T適用には不十分である200マイクロアンペア未満の電流に限定される。

高電流 ( $I = 1$  乃至  $2 \text{ mA}$ ) 構造の場合には、本発明の加速器は腫瘍細胞の破壊のために熱外中性子を生成させるという別の医療用途に用いることもできる。「中性子腫瘍治療」と呼ぶこの用途の場合には、熱外中性子は本発明の加速器からの2.5 M V、1 mAの陽子ビームでリチウムターゲットに衝撃を与えることによって発生されるであろう。これらのパラメーターをもつ陽子ビームを送り出すことができる小型で軽量の加速器は現在入手不可能である。

(好適な実施態様の詳細な説明)

現在、P E T技術用として臨床の有効性をもつ

(18)

ろし、酸素-11は炭素-12を含むような炭素含有物質のターゲットから得られるであろうし、酸素-15は酸素-14を含むような酸素含有物質のターゲットから得られるであろうし、フッ素-18はネオン-20を含むようなネオン含有物質のターゲットから得られるであろう。

第1表に挙げた重陽子反応は低限界エネルギー（典型的に1 M V未満）及び低入射エネルギー（典型的に3 M V未満）で最大に達する断面積によって特徴づけられる。限界エネルギーは反応に起る最小のエネルギーであり、最大の断面積エネルギーはターゲットの原子核と反応する最大の確率を有する入射重陽子エネルギーである。第1表は低エネルギー重陽子に對する同位元素を生成させるのに用いることができることを示している。以下の考察においては、P E T技術における臨床的重要性の故に率例として酸素-15の生成を選んである。しかしながら、下記に開示された断面積及び技術は炭素-11、酸素-13、及びフッ素-18の生成にも適用可能である。

(19)

本発明のイオン加速器は固体ターゲットを用いることができ、従って加速器の真空とターゲットガスを隔離する金風筒の窓の必要性を省く。既存のFET技術を用いるために十分な量の酸素-15同位元素を生成させるためには少なくとも0.2Ciの酸素-15の収量を得なければならない。窒化リチウムターゲット内で飽和時の酸素-15の収量を第1図において入射重粒子エネルギーの函数としてプロットする。第1図の曲線は酸素-14/酸素-15反応の公表された断面積及び物質内のイオンの既知の阻止能から計算することができる理論曲線である。第1図は1乃至10mCi/ $\mu$ Aの酸素-15はそれぞれ2.2乃至4.0MVの入射エネルギーを得ることができることを示す。従って、200-マイクロアンペアのビームの場合には、2.2MVの電子エネルギーで臨界的に有効な酸素-15の放射能を生じさせることができる。エネルギー範囲の高エネルギーにおいては、医療用サイクロトロンで得ることができる以上の酸素-15の収量を本発明の加速器で得ることができる。

(19)

Methods in Physics Research 誌B10/11、891頁(1985年)にR.L.York, R.R.Stevens, Jr., R.A.DeHaven, J.R.McConnell, E.P.Chamberlin, 及びR.Kandarianが記述した「The Development of a High-Current H-Injector for the Proton Storage Ring at LAMPF」; Review of Scientific Instruments 誌57巻1277頁(1986年)にK.R.Kendall, M.McDonald, D.R.Mosscrop, P.W.Schmoei, 及びD.Yuanが記述した「Measurements on a dc volume H-multicusp ion source for TRIUMF」; Review of Scientific Instruments 誌57巻321頁(1986年)にK.N.Leung, K.W.Ehlers, 及びR.V.Pyleが記述した「Enhancement of H<sup>+</sup> production in a multicusp source by cold electron injection」に論じられている。論じられている大生産負イオン源は小型で最高約20ミリアンペアのイオン電流を供給することができる。

(21)

4MVにおいては、酸素-18の収量は酸素-15の収量よりも約10倍少ない。従って、1乃至2mAの範囲の電流が酸素-18の生成の場合には必要とされるであろう。

有効量の酸素-15、炭素-11、及び酸素-18を得るために第1図に示した反応によって必要とされるビームパラメータは、重粒子を必要エネルギーまで加速させるために第2図の略図に示した静電加速器を用いて得ることができる。該加速器において、第200で発生した負イオンビーム202(D-)を連続的に低エネルギーで加速カラム208に導入する。負イオン源200は臨界的に制御された大生産の負イオン源であることができる。このような負イオン源の構造及び操作はReview of Scientific Instruments 誌55巻681頁(1984年)にR.L.York, R.R.Stevens, Jr., K.N.Leung, 及びK.W.Ehlersが記述した「Extraction of H-beams from a Magnetically-Filtered Multi-cusp Source」; Nuclear Instruments and

(20)

負イオンビーム202を低エネルギーで、T字管継手201に接続された真空ポンプによって高真空に保たれている加速カラム208内に入射する。ビームは高電圧端子210に吸引され、給電圧によって加速される。電圧は第200及び電圧端子210の間に接続されるカスケード整流器回路206によって生成され保持される。加速カラム208において、イオンビームはqVtのエネルギーを得る(式中、Vtは大地に対する高電圧端子の電位、qは負イオンの電荷である)。

ストリップングセル212は端子210内に位置し、負イオンビームを高効率で正イオンビームに転化させる。荷の無い焦電界セルよりなるストリップングセルは、たとえば通常のガストリップングセルであることができるが、水ジェットストリップングセルであることが好ましい。ガストリップングセルの構造及び操作は周知であるが、水ジェットストリップングセルの構造及び操作はReview of Scientific Instruments 誌36巻4号(1965年4月)にM.Roos, P.H.

(22)

Rose, A. B. Wittkower, N. B. Brooks, 及び R. P. Bastide の記述した「Water Vapor Jet Target for the Charge Changing of Fast Ion Beams」中に記載されている。

ガストリップピングセルを用いる場合には、ストリップピングガスとして多くの種々のガスの種類を使用することができる。正荷電の重陽子イオン生成に対する比較的高ストリップピング断面積及び平衡率のために、例示的の窒素( $N_2$ )を使用することができる。

しかしながら、負重陽子イオンの正重陽子イオンへの転化効率は300KVよりも大きいビームエネルギーの場合には原理的には100%に近いけれども、実際にはセルの厚さ及び散乱損失の制約によってガストリップピングセルでは通常約70%の転化効率しか得られない。これは、ターゲットにおいて所望のイオン電流を得るためには約200KVの高電流イオン源を用いなければならないということを意味するものである。

対照的に、水蒸気ジェットストリッパーは90

(23)

水蒸気の速度及び圧力はニードル弁の通過時に低下するが、壁がボイラー402の温度になっている膨張室内で水蒸気は再加熱される。水蒸気の温度は最初の温度にほぼ近くまで戻るが、極めて減圧になる。膨張室の末端で、加熱水蒸気はソニックノズル410を通る。ソニックノズルにより形成されてきた水蒸気ジェット412は高速流動(マッハ1の程度)のために略々60°の開き角度に限定される。該水蒸気はコンデンサーの壁に接触する液体窒素によって略々164℃の温度に保たれているコンデンサー413によって凝縮し、該液体窒素は管414を経て容器416に供給され、加熱された窒素ガスは管418を経て排出される。水蒸気ジェットは高速でコンデンサー413に指向され、コンデンサーに接触すると凍結し、そこに固着して、水蒸気はストリッパー400から何れの加速室にも流入せず、それぞれ420及び422の比較的大きな入口及び出口開口部を用いることができる。さきに示したように、このことはイオン加速器のイオン電流駆送能力を高める

(25)

を上回る転化効率を与えることができる。潤滑水を凍結させて加速室を汚染すると思われる加速室内への液流を阻止する液体窒素で冷却されたストリッパー表面と相まって水ジェットストリッパーのすぐれたポンピングスピードはストリッパーが低真空圧で動作することを可能にし、極めて大きな(すなわち、直径2.6cm)の出入り開口部を有することを可能にする。これはガスジェットストリッパーにおいて用いなければならない比較的小径の開口部に関連する整合の困難さを低減させ、より大量のイオン電流が流れることを可能にする。

第4図は、第2図に示したイオン加速器に用いるのに適した水蒸気ジェットストリッパー400の断面図を示す。このストリッパーにおいて、溜め又はボイラー402の水を該水中に浸漬した加熱管404を流れるフロンガスによって加熱する。加熱された水は水蒸気となり、その圧力は水銀の面数である。水蒸気は制御装置406によって制御されるニードル弁を通り、腔を通る際には音速に達し、次いで膨張室408内で膨張する。

(24)

ものである。このことは、また、加速カラムの汚染を防ぐのに必要な真空ポンプの負荷を低減させることでもある。

正イオンビーム218は高電圧端子210から、加速器カラム216を経て好適には地電位に保たれるターゲットまで加速される。ターミナルストリッパー内のクライオポンピング又は他の標準的な適当な手段によって、ストリップングセル212及び加速器カラム208並びに216の間に高真空が保たれる。

スパークを防ぐために、装置全体は、たとえば六フッ化硫黄( $SF_6$ )のような高圧絶縁ガス204が充填された加压室222で密封されている。さらに、加速カラム全体に平均的に高電圧電位をひらがらせるために通常の高電圧ギョードリング214が備えられる。

第3図は加速電位を生じさせるのに用いることができるカスケード整流器回路の概略図である。カスケード整流器回路は、それぞれが4個のダイオード、302-308及びコンデンサー310

(26)

よりなる多数の同一ステージからなる。ステージは別のコンデンサー 3 1 2 及び 3 1 4 によって結ばれている。周知の回路理論によれば、この回路の高電圧端子 3 2 0 は無負荷の条件下で  $2 N V_p$  の電圧を得る(式中、 $N$  は倍率器ステージの数であり、 $V_p$  は高周波共振器回路 3 5 0 のピークセンター電圧である)。しかしながら、負荷電流  $I$  が与えられると出力電圧、 $2 N V_p$  は

$$V_D = \frac{I}{12 f C} (2 N^3 + 3 N^2 + N) \quad (1)$$

(式中、 $f$  は共振器の周波数で、 $C$  はステージ毎のキャパシタンスである) によって与えられる量だけ低下して、

$$V_R = \frac{I N}{2 f C} \quad (2)$$

の電圧リプルを示す。

式(1)から、共振器周波数  $f$  及びステージ毎のキャパシタンス  $C$  は与えられた負荷電流  $I$  に対して良好な電圧安定性を得るために出来るだけ大きくなければならない。加速カラム 2 0 8 (第 2 図)

(27)

ーム電流に対して式(1)及び(2)の電流、 $I$ 、は 2 ミリアンペアであることが必要である。さきで論じたキャパシタンス及び周波数パラメータは式(1)及び(2)によって与えられたそれぞれ 9 2 キロボルト及び 2 0 8 ボルトの負荷出力電圧垂下及びリプルを与える。従って例示の 4 0 ステージカスケード整流器回路は 1 ミリアンペアの送り出しビーム電流に対して 1.9 1 M V の実際端子電圧及び 3.8 2 M V のビームエネルギーを生じる。

カスケード整流器 2 0 6 の長さ及び従って加速器カラム 2 0 8 の長さはコンデンサーの物理的寸法で決定される。例に挙げた前記の電源用として適当な値を有するコンデンサーはペンシルバニア州、パークスブルグ (Parkersburg)、ローヴァレーロード (Lower Valley Road) にある High Energy Corporation から市販されており、直径 2.5 インチ、長さ 1.0 インチの円筒状にまとめられている。

得られる 3.8 M V の加速器はコンデンサーを収容するために長さ約 1.0 メートルの負イオン加速

(28)

に組込むのに適当な電源の大きさと静電容量はそれぞれの電源ステージに用いられるコンデンサー 3 1 0 - 3 1 4 の物理的寸法と電圧定格による。

たとえば、例に挙げた加速器においては 1 m A の電流を有する 3.8 M V の重離子ビームを発生させることが望ましいと思われる。このビームは酸素 - 1 5 の放射能強度水準の約 1 0 Ci の酸素 - 1 5 又は 1 Ci のフッ素 - 1 8 を生じるであろう。例に挙げた加速器は加速電位の 2 倍の出力ビームエネルギーを生じるので、1.9 M V の高電圧電位をカスケード整流器回路によって作り出さなければならない。例に挙げた設計においては、4 0 キロヘルツの共振器周波数と共にステージ毎に 0.0 0 6 マイクロファラッドのキャパシタンスが選ばれる。これらのパラメータについて、各ステージは 5 0 K V の電位を生じ、従って電圧垂下を考慮に入れる場合 4 0 ステージは 1.9 M V の端子電位を生じることが必要とされる。

タンデム型構造は電源が最終ビーム電流の 2 倍を送り出し、従って 1 ミリアンペアの送り出しビ

(29)

カラムが必要となろう。電極電圧勾配は加速カラムの最大電圧勾配に整合する 1.9 7 K V / cm となろう。これは至 2 0 6 内でのイオンビームの最速加速度を可能とし、一方同軸構造の使用によってシステムの全長を最小限にする。同様の長さは正イオン加速器カラムの場合にも用いられると思われる。従って、加速器は (ストリップラインセルを含めて) 約 2.5 メートルの全長及び約 1 メートルの (高電圧孤立条件によって決定される) 直径を有すると思われる。

例示的に、本発明の加速器はビーム出力時に金属管の窓の使用を避けるために固体ターゲットを用いることができる。このような窓は重離子ビームによる損傷に基づく頻繁な保守が必要である。その代りに、酸素 - 1 5 又は他の同位元素を発生させるのに加速重離子によって衝撃を与えられる固体ターゲットを用いることができる。酸素 - 1 5 はターゲットを適当な溶剤に溶かすことを含む多くの通常の技術によって固体ターゲットから放出させることができる。

(30)



本発明の好適な実施態様の場合に、タンデム型加速器を医療用同位元素発生用の高電流低エネルギーイオンビームを生成させる手段として説明し、そのようなタンデム型加速器は高電流低エネルギーイオンビームを用いてそのような同位元素を発生させるための現在知られている任意の他のイオン加速器よりも形状、費用、複雑性、使用し易さ、及び保守の点で優れているけれども、任意の適当な低エネルギー高電流イオン源を用いてそのような同位元素を発生させることは本発明の意図の中に入る。極めて高価格で、極めて大型でより複雑な設備部品を有するけれども低エネルギーレベルで所要の電流を供給することができるイオン源の例は Accelerator Technology 誌巻 8 31 頁 (1985 年) に A. Schempp, H. Deitinghoff, M. Ferch, P. Junior, 及び H. Klein が記述した「Four-Rod - / 2 - RFQ for Light Ion Acceleration」に記載されている型式の無極周波数クワドラポール (RFQ) 加速器である。前に示したように、通常の知識はこれまでの

(31)

ところ、臨床的に有効な量の医療用同位元素をこのような環境内で発生させることは不可能であろうというものであった。

本発明を、その好適な実施態様について上述したけれども、本発明の精神及び範囲を逸脱することなく、形式及び細部において前記及び他の変更を行うことができる。

#### 4. [ 図面の簡単な説明 ]

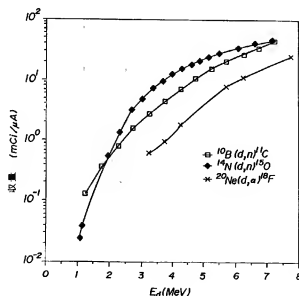
第 1 図は衝撃を与える重陽子エネルギーの函数として計算された酸素-15、炭素-11 及びフッ素-18 の飽和収量をプロットしたものである。

第 2 図はカスケード整流器電圧を用いる本発明のタンデム型イオン加速器の全体構造の略図である。

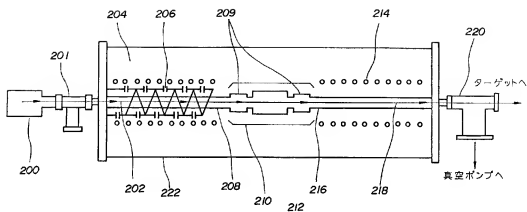
第 3 図は加速電位を発生させるのに用いられるカスケード整流器回路の概略図である。

第 4 図は本発明の放射を実施する場合に用いるのに適する水蒸気ジェットストリッパの断面図である。

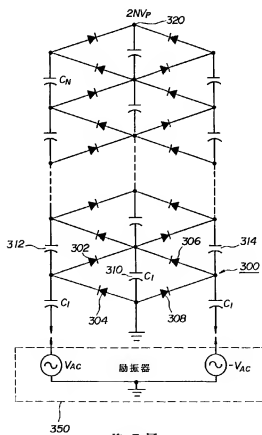
(32)



第 1 図



第 2 圖



第 3 区

